



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 100 37 491 A 1**

⑤1 Int. Cl. 7:
G 06 T 17/00
G 06 T 11/00
A 61 B 5/055
A 61 B 6/03
A 61 B 8/13

⑳ Aktenzeichen: 100 37 491.3
㉔ Anmeldetag: 1. 8. 2000
㉕ Offenlegungstag: 14. 2. 2002

DE 100 37 491 A 1

㉑ Anmelder:
Stryker Leibinger GmbH & Co. KG, 79111 Freiburg,
DE

㉒ Vertreter:
WUESTHOFF & WUESTHOFF Patent- und
Rechtsanwälte, 81541 München

㉓ Erfinder:
Schweikard, Achim, 20357 Hamburg, DE; Doetter,
Manfred, 81679 München, DE; Roth, Michael, 86153
Augsburg, DE

⑤6 Entgegenhaltungen:

DE 197 46 092 A1
DE 196 20 371 A1
DE 39 15 370 A1
US 48 99 318 A
WO 91 07 726 A1

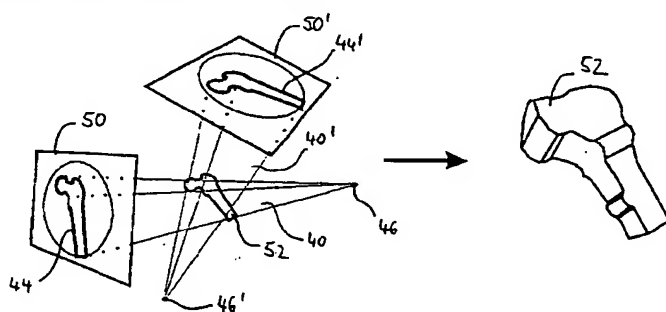
MORNEBURG, H.: Bildgebende Systeme für die
medizinische Diagnostik, Publicis MCD Verlag,
1995, S. 110-116;
NASSI, M. et al.: Iterative Reconstruction-
Reprojection, An Algorithm for Limited Data
Cardiac-Computer Tomography, IEEE Trans. on
Biomed. Engineering, Vol. BME-29, No. 5,
May 1982, S. 333-341;

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4 Verfahren zum dreidimensionalen Visualisieren von Strukturen im Körperinneren

⑤7 Es wird ein Verfahren zum dreidimensionalen Visualisieren von Strukturen im Körperinneren beschrieben. In einem ersten Schritt des Verfahrens werden mindestens zwei zweidimensionale Aufnahmen (50, 50'), welche die zu visualisierende Struktur enthalten, sowie von Informationen, welche einen Rückschluß auf die jeweilige räumliche Lage des Aufnahmesystems (26) gestatten, bereitgestellt. In einem zweiten Schritt wird für jede Aufnahme (50, 50') eine Kegelfläche (40, 40') generiert, wobei die räumlichen Lagen von Kegelspitze (46, 46') und Kegelleitkurve (44, 44') aus der jeweiligen räumlichen Lage des Aufnahmesystems (26) und die Form der Kegelleitkurve (44, 44') aus der Form der zu visualisierenden Struktur auf der Aufnahme (40, 40') ermittelt werden. In einem dritten Schritt wird zur Erstellung eines Näherungsmodells (52) der zu visualisierenden Struktur ein räumlicher Schnitt der einzelnen Kegelflächen (40, 40') gebildet.



DE 100 37 491 A 1

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum dreidimensionalen Visualisieren von Strukturen im Körperinneren.

[0002] Während chirurgischer Operationen wird in der Regel angestrebt, einen möglichst kleinen Schnitt durch die Haut des Patienten vorzunehmen. Dieser Schnitt ist oftmals gerade groß genug, um die zu behandelnde anatomische Struktur im Körperinneren mit den chirurgischen Instrumenten erreichen zu können. Aus diesem Grund ist es für den Chirurgen schwierig und oftmals sogar unmöglich, die operationsrelevanten anatomischen Strukturen des Patienten optisch zu erfassen. Auch die Lage der chirurgischen Instrumente relativ zu einer zu behandelnden anatomischen Struktur ist oftmals für den Chirurgen nicht einsehbar. Aus diesem Grund gewinnen Verfahren zur Visualisierung von Strukturen im Körperinneren zunehmend an Bedeutung. Derartige Visualisierungsverfahren werden häufig auch bereits im Vorfeld von Operationen zur Planung des Operationsverlaufes eingesetzt.

[0003] Sowohl für die exakte Planung einer Operation als auch für die optische Darstellung des Operationsverlaufes sind in der Regel zweidimensionale Aufnahmen wie Röntgenaufnahmen nicht ausreichend. Es besteht daher das Erfordernis, dreidimensionale Visualisierungsverfahren einzusetzen.

[0004] Ein derartiges dreidimensionales Visualisierungsverfahren ist beispielsweise die Computertomographie (CT). CT-Verfahren werden aufgrund der apparativen Gegebenheiten und aufgrund des hohen Rechenaufwandes in erster Linie zur Gewinnung präoperativer Daten verwendet. Für eine intraoperative, d. h. während der Operation erfolgende Visualisierung sind CT-Verfahren daher nicht geeignet. Weiterhin ist in vielen Fällen die mit den CT-Verfahren einhergehende hohe Strahlenbelastung für den Patienten unerwünscht.

[0005] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zur dreidimensionalen Visualisierung von Strukturen im Körperinneren anzugeben, welches hohe Strahlenbelastungen des Patienten vermeidet, mit wenig Rechenaufwand verbunden ist und darüberhinaus insbesondere auch für den intraoperativen Einsatz geeignet ist.

[0006] Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe dadurch gelöst, daß in einem ersten Schritt mindestens zwei zweidimensionale Aufnahmen, welche die zu visualisierende Struktur enthalten, sowie Informationen über die jeweilige räumliche Lage des Aufnahmesystems relativ zur zu visualisierenden Struktur bereitgestellt werden. In einem zweiten Schritt wird anschließend für jede der Aufnahmen eine Kegelfläche im Raum generiert, wobei die räumlichen Lagen von Kegelspitze und Kegelleitkurve aus der räumlichen Lage des Aufnahmesystems und die Form der Kegelleitkurve aus der Form der zu visualisierenden Struktur auf der jeweiligen Aufnahme ermittelt werden. In einem dritten Schritt wird ein räumlicher Schnitt der einzelnen Kegelflächen gebildet, wobei dieser räumliche Schnitt die gewünschte Struktur im Körperinneren visualisiert.

[0007] Gemäß der vorliegenden Erfindung wird folglich aus wenigen zweidimensionalen Aufnahmen ein dreidimensionales Näherungsmodell der zu visualisierenden Struktur erstellt. Da im einfachsten Fall lediglich zwei zweidimensionale Aufnahmen vorhanden sein müssen, und diese beiden Aufnahmen nicht notwendigerweise mit einem bildgebenden Verfahren, welches Röntgenstrahlung oder andere energiereiche Strahlung verwendet, erstellt sein müssen, ist bei dem erfindungsgemäßen Visualisierungsverfahren die Strahlenbelastung für den Patienten im Vergleich zu her-

könnlichen CT-Verfahren vernachlässigbar gering. Da außerdem auch die zu bearbeitenden Datenmengen insbesondere im Vergleich zu CT-Verfahren relativ gering sind, kann die Visualisierung äusserst schnell und sogar intraoperativ durchgeführt werden, um dem Chirurgen aktuelle Informationen über den Verlauf der Operation zur Verfügung zu stellen.

[0008] Bei den zu visualisierenden Strukturen im Körperinneren kann es sich sowohl um geometrische Strukturen wie Vorzugsrichtungen, Zielpositionen, Winkel oder Entfernungen als auch um körperliche Strukturen wie anatomische Objekte oder chirurgische Instrumente handeln.

[0009] Die Ermittlung von Informationen, welche einen Rückschluß auf die räumlichen Lagen des Aufnahmesystems gestatten, in der die Aufnahme aufgenommen wurde, kann auf vielfältige Weise geschehen. So kann beispielsweise die räumliche Lage des Aufnahmesystems unveränderlich und im voraus bekannt sein und die Lage der zu visualisierenden Struktur von Aufnahme zu Aufnahme geändert werden. Aus der jeweils zu ermittelnden Lage der zu visualisierenden Struktur läßt sich dann unter der Annahme einer ortsfesten, zu visualisierenden Struktur auf die jeweiligen fiktiven räumlichen Aufnahmepositionen zurückrechnen.

[0010] Andererseits ist es auch möglich, die zu visualisierende Struktur ortsfest im Raum zu plazieren und die räumliche Lage des Aufnahmesystems von Aufnahme zu Aufnahme zu verändern. Zur Ermittlung der jeweiligen räumlichen Lage des Aufnahmesystems wird in diesem Fall vorzugsweise mit einem aus dem Stand der Technik bekannten Tracking-System gearbeitet. Bei Verwendung beispielsweise eines Röntgen-Aufnahmesystems mit einem C-Bogen kann am C-Bogen ein Marker für ein im Raum installiertes Infrarot-Tracking-System angebracht sein. Die genaue räumliche Lage des C-Bogens, welche einen Rückschluß auf die räumlichen Lagen einer Röntgenquelle und eines Röntgendetektors gestattet, kann dann über das Tracking-System ermittelt werden. Durch die räumliche Lage der Röntgenquelle und des Röntgendetektors ist die räumliche Lage der Kegelfläche bestimmt.

[0011] Die einzelnen zweidimensionalen Aufnahmen können auf unterschiedliche Art erstellt werden. Je nach Aufnahmemethode werden die räumlichen Lagen von Kegelspitze und Kegelleitkurve auf unterschiedliche Weise bestimmt. Bei dem bereits erwähnten, bevorzugt zum Einsatz kommenden Röntgen-Aufnahmeverfahren ist die zu visualisierende Struktur zwischen einer Röntgenquelle und einem Röntgendetektor angeordnet. Im einfachsten Fall entspricht die räumliche Lage der Röntgenquelle der räumlichen Lage der Kegelspitze und die räumliche Lage des Röntgendetektors der räumlichen Lage der Kegelleitkurve. Sofern Röntgenoptiken verwendet werden, läßt sich aus den Kenndaten der Röntgenoptiken auf die räumlichen Lagen von Kegelspitze und Kegelleitkurve zurückrechnen. Auch wenn die zweidimensionalen Aufnahmen durch andere bildgebende Verfahren als Röntgenverfahren (Infrarot-Verfahren, Ultraschall-Verfahren, usw.) erstellt werden, ist es in der Regel erforderlich, zusätzlich die jeweiligen Systemparametern des Aufnahmesystems bei der Ermittlung der räumlichen Lagen von Kegelspitze und Kegelleitkurve zu berücksichtigen.

[0012] Erfindungsgemäß wird für jede zweidimensionale Aufnahme eine Kegelfläche im Raum generiert. Eine Kegelfläche entsteht durch Bewegung einer Geraden, welche durch einen festen Punkt, die Kegelspitze, geht und längs einer Kurve, der Kegelleitkurve, gleitet. Die Kegelleitkurve bestimmt folglich die Form der Kegelfläche.

[0013] Die Kegelleitkurve kann beispielsweise durch den

Umriß eines auf den Aufnahmen dargestellten Knochens oder den Umriß einer anderen, zu visualisierenden Struktur bestimmt sein. Der Umriß kann entweder per Hand oder durch eine konturextrahierende Software festgelegt werden.

[0014] Die Kegelleitkurve kann auch eine Gerade sein, welche beispielsweise als vom Chirurgen festgelegte Vorzugsrichtung in den einzelnen Aufnahmen enthalten ist. Die Vorzugsrichtung kann diejenige Richtung kennzeichnen, aus welcher sich ein chirurgisches Instrument einer zu behandelnden, anatomischen Struktur nähern soll. Für den Fall, daß die Kegelleitkurve eine Gerade ist, weist die zugehörige Kegelfläche eine Dreiecksgestalt auf.

[0015] Im Extremfall kann die Kegelleitkurve auch ein Punkt sein, welcher beispielsweise eine Zielposition in jeder der Aufnahmen markiert. Diese Zielposition kann eine Stelle kennzeichnen, an welcher ein chirurgischer Eingriff stattfinden soll. Bei einer punktförmigen Kegelleitkurve weist die zugehörige Kegelfläche die Gestalt einer Geraden auf.

[0016] Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung wird nach dem Bilden des räumlichen Schnittes der einzelnen Kegelflächen mindestens ein weiterer Datensatz, welcher präoperativ oder intraoperativ erstellt wurde, zur verfeinernden Korrektur des Näherungsmodells der zu visualisierenden Struktur herangezogen. Bei diesem weiteren Datensatz kann es sich beispielsweise um einen Datensatz handeln, welcher präoperativ durch ein Magnetoresonanz-Verfahren (MR-Verfahren) erstellt wurde. Die MR-Tomographie besitzt den Vorteil, daß sie mit keiner Strahlenbelastung für den Patienten verbunden ist.

[0017] Eine Korrektur der aus dem räumlichen Schnitt der Kegelflächen resultierenden Näherungsmodells kann auch durch einen solchen Datensatz erfolgen, welcher ein generisches, formvariables Modell der zu visualisierenden Struktur enthält. Ein derartiges, generisches Modell kann beispielsweise anatomischen Atlanten entnommen werden oder aus einem exakten Modell eines nach Alter, Geschlecht, Herkunft usw. vergleichbaren Patienten gewonnen werden.

[0018] Gemäß einem weiteren Aspekt der Erfindung wird nach der Berechnung eines Näherungsmodells eine inverse Berechnung angestellt, um geeignete räumliche Lagen des Aufnahmesystems für weitere zweidimensionale Aufnahmen zur Verbesserung des Näherungsmodells zu ermitteln. Vorzugsweise werden diese Berechnungen intraoperativ durchgeführt und noch während der Operation entsprechend aufbereitet, um das anfängliche Näherungsmodell der zu visualisierenden Struktur nach und nach zu verfeinern. So können dem Chirurgen Aufnahmerichtungen für den C-Bogen eines Röntgen-Aufnahmesystems angezeigt werden, aus denen eine Durchleuchtung aufgrund der bisherigen Berechnungen sinnvoll erscheint.

[0019] Vorzugsweise wird im Anschluß an das Bilden des räumlichen Schnittes der Kegelflächen unterschiedlicher zweidimensionaler Aufnahmen die zu visualisierende Struktur in Gestalt des Näherungsmodells auf beispielsweise einem Bildschirm graphisch dargestellt. Dabei ist es auch möglich, die zu visualisierende Struktur in Gestalt eines vereinfachten Modelles darzustellen. Sofern es sich beispielsweise bei der zu visualisierenden Struktur um den kugelförmigen Kopf eines Femurknochens handelt, kann der Kopf des Femurknochens als Kugel visualisiert werden.

[0020] Im Falle der intraoperativen Visualisierung wird vorzugsweise außer der zu behandelnden, anatomischen Struktur gleichzeitig die aktuelle Position eines chirurgischen Instrumentes dargestellt. Die Position des chirurgischen Instrumentes relativ zur zu behandelnden, anatomischen Struktur kann auf unterschiedliche Art und Weise er-

mittelt werden. So kann beispielsweise am chirurgischen Instrument der Marker eines Tracking-Systems angebracht werden und die aktuelle Position des chirurgischen Instrumentes mit Hilfe des Tracking-Systems ermittelt werden. Andererseits wäre es auch denkbar, die Position des chirurgischen Instruments mit Hilfe des erfindungsgemäßen Visualisierungsverfahren zu ermitteln. Vorzugsweise wird außer dem chirurgischen Instrument auch noch die Wirkachse des chirurgischen Instruments dargestellt. Die Wirkachse gibt diejenige Richtung an, in welcher das chirurgische Instrument zur Anwendung kommt. Weiterhin kann noch der aktuelle Abstand des chirurgischen Instruments von der zu behandelnden, anatomischen Struktur angezeigt werden.

[0021] Außer der zu visualisierenden Struktur können gleichzeitig auch noch die einzelnen zweidimensionalen Aufnahmen, welche der zu visualisierenden Struktur zugrundeliegen, graphisch dargestellt werden. Die einzelnen zweidimensionalen Aufnahmen können in der Darstellung derart angeordnet werden, daß ihre räumliche Lage in der graphischen Darstellung mit der jeweiligen Lage des Aufnahmesystems korrespondiert.

[0022] Gemäß einer weiteren Ausführungsform der Erfindung kann in der vorstehend beschriebenen graphischen Darstellung der zu visualisierenden Struktur oder in einer separaten Darstellung eine Navigationshilfe für das chirurgische Instrument abgebildet sein. Die Navigationshilfe zeigt z. B. die aktuelle Position der Wirkachse des chirurgischen Instruments relativ zu einer vorgegebenen, Vorzugsrichtung als Tunnelstruktur an. Die Navigationshilfe kann weiterhin eine Richtungsanzeige umfassen, welche das Ausrichten der Wirkachse entlang der Vorzugsrichtung erleichtert.

[0023] Weitere Vorteile und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus den Ausführungsbeispielen und den Figuren. Es zeigt:

[0024] Fig. 1 eine schematische Darstellung eines operativen Eingriffs unter Zuhilfenahme eines Tracking-Systems;

[0025] Fig. 2 eine schematische Darstellung einer Kegelfläche;

[0026] Fig. 3 die Ermittlung eines Modells einer zu visualisierenden Struktur unter Zuhilfenahme des räumlichen Schnitts zweier Kegelflächen;

[0027] Fig. 4 die Navigation eines chirurgischen Instruments unter Zuhilfenahme der zweidimensionalen Aufnahmen und des Modells der zu visualisierenden Struktur;

[0028] Fig. 5 eine zweidimensionale Schnittansicht des räumlichen Schnitts zweier Kegelflächen;

[0029] Fig. 6 eine erfindungsgemäße Darstellung eines chirurgischen Eingriffs auf einem Bildschirm;

[0030] Fig. 7 einen geplanten operativen Eingriff mit einem chirurgischen Bohrer;

[0031] Fig. 8 zwei Röntgenaufnahmen zur Vorbereitung des chirurgischen Eingriffs gemäß Fig. 7;

[0032] Fig. 9 die Ermittlung eines Modells der gemäß Fig. 7 zu visualisierenden Struktur; und

[0033] Fig. 10 bis 12 eine erfindungsgemäße Navigationshilfe.

[0034] In Fig. 1 ist ein Operationsszenario auf der Grundlage des erfindungsgemäßen Visualisierungsverfahren schematisch dargestellt. Auf einem Operationstisch 10 ist eine operativ zu behandelnde anatomische Struktur in Gestalt eines Femurknochens 12 angeordnet. Der operative Eingriff wird unter Zuhilfenahme eines chirurgischen Instruments 14 durchgeführt. An dem chirurgischen Instrument 14 ist ein Marker 16 eines Infrarot-Tracking-Systems befestigt. Dieser Marker 16 ist zum Senden von infraroter Strahlung ausgebildet. Das Infrarot-Tracking-System umfaßt weiterhin einen ortsfest angeordneten Infrarotdetektor 18. Ein Lokali-

sierungsrechner 20 des Tracking-Systems errechnet aus den vom Infrarot-Detektor 12 empfangenen Signalen die aktuelle räumliche Lage des mit dem Marker 16 versehenen chirurgischen Instruments 14. Die errechneten räumlichen Koordinaten werden vom Lokalisierungsrechner 20 über einen Datenbus an einen Zentralrechner 22 übermittelt, dort graphisch aufbereitet und auf einem Bildschirm 24 graphisch dargestellt.

[0035] In Fig. 1 ist weiterhin ein Röntgen-Aufnahmesystem 26 mit einem C-Bogen 28 dargestellt. An einem der beiden Enden des C-Bogens 28 ist eine Röntgenquelle 30 und an dem gegenüberliegenden Ende des C-Bogens 28 ein Röntgendetektor 32 angeordnet. Die von dem Röntgen-Aufnahmesystem 26 erstellten, zweidimensionalen Aufnahmen werden über einen Datenbus dem Zentralrechner 22 in digitalisierter Form zugeführt. Gleichzeitig dient der Zentralrechner 22 auch zur Steuerung des Röntgen-Aufnahmesystems 26.

[0036] Bereits im Vorfeld des operativen Eingriffs oder intraoperativ werden durch das Röntgen-Aufnahmesystem 26 eine Mehrzahl zweidimensionaler Aufnahmen erstellt und im Zentralrechner 22 erfindungsgemäß verarbeitet. Beim Röntgen-Aufnahmesystem 26 ist dessen räumliche Lage im Hinblick auf das Generieren der Kegelflächen durch die räumliche Lage der Röntgenquelle 30 und die räumliche Lage des Röntgendetektors 32 charakterisiert. Zur Bestimmung der räumlichen Lage von Röntgenquelle 30 und Röntgendetektor 32 ist am C-Bogen 28 des Röntgen-Aufnahmesystems 26 ein weiterer Marker 34 befestigt, dessen Aufbau mit dem Aufbau des am chirurgischen Instrument 14 angeordneten Markers 16 übereinstimmt. Mittels des Infrarotdetektors 18 des Infrarot-Tracking-Systems kann somit neben der aktuellen räumlichen Lage des chirurgischen Instruments 14 auch die räumliche Lage des Aufnahmesystems 26 zu jeweiligen Aufnahmezeitpunkt ermittelt werden. Die diesbezüglichen Informationen werden ebenfalls über den Lokalisierungsrechner 20 dem Zentralrechner 22 zur Verfügung gestellt.

[0037] Der Zentralrechner 22 generiert aus den z. B. intraoperativ gewonnenen zweidimensionalen Aufnahmen nach dem erfindungsgemäßen Verfahren ein dreidimensionales Näherungsmodell des Femurknochens 12 und stellt dieses Näherungsmodell sowie die relative Lage des chirurgischen Instruments 14 zum Femurknochen 12 auf dem Bildschirm 24 graphisch dar.

[0038] Nachfolgend wird unter Bezugnahme auf die Fig. 2 bis 9 die Durchführung des erfindungsgemäßen Visualisierungsverfahrens näher erläutert.

[0039] In Fig. 2 ist eine Kegelfläche 40 dargestellt. Diese Kegelfläche 40 entsteht durch Bewegung einer Geraden 42, welche durch die Kegelspitze 46 verläuft, längs der Kegelleitkurve 44. Die Kegelfläche erstreckt sich ausgehend von der Kegelspitze 46 entlang der Geraden 42 ins Unendliche und schließt die Leitkurve 44 mit ein.

[0040] Nachdem in Fig. 2 das Generieren einer Kegelfläche beispielhaft erläutert wurde, erschließt sich das erfindungsgemäße Verfahren durch Betrachten von Fig. 3. In Fig. 3 sind zwei Kegelflächen 40 und 40' in ihrer relativen räumlichen Anordnung zueinander dargestellt. Weiterhin dargestellt in Fig. 3 sind zwei zweidimensionale Aufnahmen 50, 50', welche von dem in Fig. 1 dargestellten Röntgen-Aufnahmesystem 26 aufgenommen wurden. Die räumlichen Lagen der Kegelspitzen 46, 46' der beiden Kegel 40, 40' sind durch die räumliche Lage der Röntgenquelle zum jeweiligen Aufnahmezeitpunkt der beiden Aufnahmen 50, 50' festgelegt. Die Form jeder Kegelleitkurve 44, 44' ist durch den jeweiligen Umriß des in den Aufnahmen 50, 50' dargestellten Femurknochens bestimmt. In Fig. 3 sind die

beiden Aufnahmen 50, 50' in derjenigen räumlichen Lage angeordnet, in welcher sich der Röntgendetektor zum jeweiligen Aufnahmezeitpunkt befand.

[0041] Durch Bilden des räumlichen Schnitts der Kegelfläche 40 mit der Kegelfläche 40' erhält man ein Näherungsmodell 52 des zu visualisierenden und in Fig. 1 im Original dargestellten Femurknochens 12.

[0042] Wie Fig. 3 entnommen werden kann, ist das Näherungsmodell 52 des Femurknochens noch vergleichsweise grob. Eine Verfeinerung des Modells 52 kann dadurch erfolgen, daß neben den beiden Aufnahmen 50, 50' noch weitere Aufnahmen des Femurknochens 12 aus zusätzlichen Aufnahmepositionen aufgenommen werden und das Näherungsmodell nachfolgend auf der Grundlage des räumlichen Schnitts von drei oder mehr Kegelflächen ermittelt wird.

[0043] Eine weitere Möglichkeit, um das Näherungsmodell 52 zu verbessern, besteht darin, bei der Erstellung des Näherungsmodells 52 einen präoperativ ermittelten MR-Datensatz des in Fig. 1 dargestellten Femurknochens 12 zu berücksichtigen. Auch mit Hilfe der MR-Tomographie läßt sich ein dreidimensionales Modell des Femurknochens 12 berechnen. Ein grundsätzliches Problem bei der MR-Tomographie besteht jedoch darin, daß lediglich die Spongiosa des Femurknochens gut sichtbar abgebildet wird, während die äußere Kortikalisschicht schwarz erscheint. Das aus dem MR-Datensatz erhältliche dreidimensionale Modell stimmt somit nicht mit der tatsächlichen Gestalt des Femurknochens 12 überein, da die äußere Kortikalisschicht fehlt. Trotzdem erlaubt das MR-Modell Rückschlüsse auf die Form des Femurknochens, welche zur Verfeinerung des in Fig. 3 dargestellten Näherungsmodells 52 verwendet werden können.

[0044] Auch kann daran gedacht werden, in den in Fig. 3 dargestellten Aufnahmen 50, 50' die Kontur der Spongiosa zu markieren und nach dem erfindungsgemäßen Verfahren die Spongiosa-Struktur zu visualisieren. Auf diese Weise kann die genaue räumliche Lage der Spongiosastruktur festgestellt werden. Anschliessend kann die Form der Spongiosastruktur unter Verwendung des MR-Datensatzes überarbeitet werden.

[0045] In Fig. 4 ist ein zweidimensionaler Schnitt durch die in Fig. 3 dargestellte, räumliche Anordnung abgebildet. Die in Fig. 4 dargestellte Schnittebene enthält die beiden Kegelspitzen 46, 46' sowie zwei Geraden 54, 56, welche die Kegelfläche 40 begrenzen, und zwei Geraden 54', 56', welche die Kegelfläche 40' begrenzen. Der Schnittbereich dieser vier Begrenzungsgeraden 54, 56, 54', 56' legt den durch die in Fig. 4 dargestellte Ebene verlaufenden Querschnitt des Näherungsmodells 52 fest.

[0046] In Fig. 4 ist zusätzlich der tatsächliche, kreisförmige Querschnitt des Femurknochens 12 eingezeichnet. Folglich läßt sich Fig. 4 die Abweichung des Querschnitts des Näherungsmodells 52 vom tatsächlichen Querschnitt des Femurknochens 12 entnehmen. Wie aus Fig. 4 ersichtlich ist, ist die Abweichung des Näherungsmodells 52 von der tatsächlichen Gestalt des Femurknochens 12 dort besonders stark, wo sich die Begrenzungsgeraden 54, 56, 54', 56' schneiden. Diese Erkenntnis kann dazu benutzt werden, die Aufnahmepositionen im Hinblick auf die Position des geplanten, operativen Eingriffs zu optimieren.

[0047] Fig. 5 zeigt schematisch eine Möglichkeit einer intraoperativen graphischen Darstellung des nach dem erfindungsgemäßen Visualisierungsverfahren ermittelten Näherungsmodells 52 auf dem in Fig. 1 dargestellten Bildschirm 24. Außer dem Näherungsmodell 52 wird auch die aktuelle Position des chirurgischen Instruments 14 relativ zum Näherungsmodell 52 graphisch dargestellt. Die aktuelle Position des chirurgischen Instruments 14 wird wie vorstehend erläu-

iert mit Hilfe des in Fig. 1 dargestellten Infrarot-Tracking-Systems ermittelt. Zur Visualisierung der Form des chirurgischen Instruments 14 wird auf einen vorher abgespeicherten CAD-Datensatz zurückgegriffen.

[0048] Auf dem Bildschirm 24 werden außer dem Näherungsmodell 52 und dem chirurgischen Instrument 14 noch drei zweidimensionale Aufnahmen 50, 50', 50'' des Femurknochens 12 dargestellt. Diese Aufnahmen 50, 50', 50'' wurden mit Hilfe des in Fig. 1 dargestellten Röntgen-Aufnahmesystems 26 erstellt. Sie sind auf dem Bildschirm 24 bezüglich der Näherungsmodells 52 in derjenigen räumlichen Lage dargestellt, in welcher sich der Röntgendetektor 32 bei Anfertigen der jeweiligen Aufnahme 50, 50', 50'' relativ zum Femurknochen 12 befand. Dies erleichtert dem Chirurgen das Navigieren des chirurgischen Instruments 14. In den Aufnahmen 50, 50', 50'' ist weiterhin die jeweilige Projektion 60, 60', 60'' der Wirkachse des chirurgischen Instruments 14 dargestellt.

[0049] In Fig. 6 ist eine weitere Möglichkeit zur intraoperativen graphischen Darstellung des Verlaufs einer Operation in Gestalt eines Bildschirmausdrucks dargestellt. Die Darstellung gemäß Fig. 6 entspricht im wesentlichen der Darstellung gemäß Fig. 5. Abweichend von Fig. 5 ist in Fig. 6 jedoch kein dreidimensionales Näherungsmodell des gesamten Femurknochens, sondern lediglich ein dreidimensionales Näherungsmodell 64 eines Tumors, welcher den Femurknochen befallen hat, dargestellt. Das dreidimensionale Näherungsmodell 64 des Tumors basiert auf vier zweidimensionalen Aufnahmen 50, 50', 50'', 50''' des Femurknochens. Die vier Aufnahmen 50, 50', 50'', 50''' sind derart graphisch angeordnet, daß sie die jeweilige Lage des Röntgendetektors 32 relativ zum Femurknochen 12 gemäß Fig. 1 wiedergeben, in welcher die jeweilige Aufnahme 50, 50', 50'', 50''' erstellt wurden.

[0050] Jede der vier Aufnahmen 50, 50', 50'', 50''' enthält eine graphische Darstellung 62, 62', 62'', 62''' des Tumors. Basierend auf den Umrissen der vier Darstellungen 62, 62', 62'', 62''' wurden, wie unter Bezugnahme auf Fig. 3 erläutert, vier Kegelflächen generiert, deren räumlicher Schnitt dem dreidimensionalen Näherungsmodell 64 des Tumors entspricht.

[0051] In der Bildschirmdarstellung gemäß Fig. 6 sind weiterhin zwei Projektionen 66, 66' des Näherungsmodells 64 dargestellt, welche dem Chirurgen das Überwachen des chirurgischen Eingriffs zusätzlich erleichtern. Weiterhin ist in Fig. 6 die räumliche Lage des chirurgischen Instruments 14 relativ zum Näherungsmodell 64 skizziert. In jede der vier Aufnahmen 50, 50', 50'', 50''' ist die entsprechende Projektion der Wirkachse 60, 60', 60'', 60''' des chirurgischen Instruments 14 skizziert. Auch diese graphische Maßnahme hilft dem Chirurgen, den operativen Eingriff intraoperativ zu überwachen.

[0052] Während in Fig. 6 die Entfernung eines Tumors skizziert ist, wird nachfolgend unter Bezugnahme auf Fig. 7 der chirurgische Eingriff einer Bohrung in den kugelförmigen Kopf 70 des Femurknochens 12 beschrieben. Bei einer derartigen Bohrung besteht das Problem, daß das chirurgische Instrument, nämlich der in Fig. 7 abgebildete Bohrer 14, entlang einer Vorzugsrichtung 76 nur bis zu einer bestimmten Eindringtiefe in den Femurknochen 12 eingeführt werden soll, da der Bohrer 14 eine Knorpelschicht auf der Oberfläche des kugelförmigen Kopfes 70 des Femurknochens 12 nicht durchstoßen darf. Der Bohrer 14, welcher an der Position 72 in den Femurknochen 12 eingeführt werden soll, darf folglich nicht so weit in den Femurknochen 12 eindringen, daß er den Durchstoßpunkt 74 erreicht.

[0053] Obwohl die Knorpelschicht auf dem kugelförmigen Kopf 70 des Femurknochens 12 in Röntgenaufnahmen

50, 50' gemäß Fig. 8 sichtbar ist, kann allein aus einzelnen Röntgenaufnahmen nicht entschieden werden, ob ein Bohrer die Knorpelschicht bereits durchstoßen hat. Dies liegt daran, daß eine Röntgenaufnahme nur eine Projektion des Kopfes 70 des Femurknochens 12 liefert, welche im allgemeinen den kreisförmigen Rand des Kopfes 70 größer erscheinen läßt, als er tatsächlich ist.

[0054] Das erfindungsgemäße Verfahren ermöglicht nun selbst bei Vorhandensein von nur zweidimensionalen Röntgenaufnahmen 50, 50' des Femurknochens 12 ein sicheres Navigieren des Bohrers 14 derart, daß der Kopf 70, 70' des Femurknochens 12 nicht durchstoßen wird. Anhand der beiden in Fig. 8 dargestellten Aufnahmen 50, 50' wird zunächst einerseits jeweils eine Vorzugsrichtung 76, 76' festgelegt, in welcher der Bohrer 14 in den Kopf 70 des Femurknochens 12 eindringen soll. Andererseits wird manuell oder über eine Software zur Konturextrahierung jeweils der halbkreisartige Umriss 78, 78' des Kopfes 70, 70' markiert.

[0055] In Fig. 9 ist dargestellt, wie anhand der beiden Aufnahmen 50, 50' erfindungsgemäß die Vorzugsrichtung 76, 76' sowie die Oberfläche des Kopfes 70 des Femurknochens 12 dreidimensional visualisiert werden können. Diese Visualisierung läuft entsprechend ab wie unter Bezugnahme auf Fig. 3 vorstehend beschrieben.

[0056] Zunächst wird aus den beiden Aufnahmen 50, 50' anhand der jeweils vom Chirurgen eingezeichneten Vorzugsrichtung 76, 76' eine räumliche Gerade 82, welche dieser Vorzugsrichtung entspricht, ermittelt. Da es sich bei der in den Aufnahmen 50, 50' markierten Vorzugsrichtung 76, 76' jeweils um ein Geradenstück handelt, liegen die beiden korrespondierenden Kegelflächen 40, 40' in Gestalt eines ebenen Dreiecks vor. Wie aus Fig. 9 ersichtlich ist, ergibt sich die räumliche Gerade 82 aus dem räumlichen Schnitt der beiden durch die Kegelflächen 40, 40' definierten Ebenen.

[0057] Wie vorstehend ausgeführt, kann die räumliche Gerade 82 erfindungsgemäß intraoperativ zur Navigation des Bohrers 14 verwendet werden. Dieser Vorgang wird weiter unten unter Bezugnahme auf die Fig. 10 bis 12 näher beschrieben.

[0058] Zunächst wird jedoch nochmals unter Bezugnahme auf Fig. 8 und 9 erläutert, wie die räumliche Anordnung des Durchstoßpunktes 74 bezüglich der räumlichen Gerade 82 visualisiert werden kann. Zu diesem Zweck wird der räumliche Schnitt derjenigen Kegelflächen ermittelt, welche jeweils dem halbkreisförmigen Umriss 78, 78' des Kopfes 70 des Femurknochens 12 auf den Aufnahmen 50, 50' entsprechen. Wie sich aus Fig. 9 ergibt, ist der räumliche Schnitt der den halbkreisförmigen Umrissen 78, 78' entsprechenden Kegelflächen eine visualisierte Struktur in Gestalt einer räumlichen Kugel 80. Ein Schnitt der Kugel 80 mit der räumlichen Gerade 82 ergibt die räumliche Position des Durchstoßpunktes 74.

[0059] Durch eine intraoperative Visualisierung der aktuellen Lage des Bohrers 14 relativ zum Durchstoßpunkt 74 ist es daher möglich, rechtzeitig vor dem Erreichen des Durchstoßpunktes 74 den Bohrvorgang zu unterbrechen. Weiterhin gestattet eine Visualisierung der räumlichen Gerade 82 ein sicheres Navigieren des Bohrers 14. Bei einer intraoperativen graphischen Darstellung von Kugel 80, Gerade 82 und Bohrer 14 wird gleichzeitig der Abstand zwischen der Spitze des Bohrers 14 und dem Durchstoßpunkt 74 z. B. in Zahlenform angezeigt. Bei Unterschreitung eines Mindestabstand ertönt ein zusätzliches akustisches Warnsignal.

[0060] Nachfolgend wird unter Bezugnahme auf die Fig. 10 bis 12 eine erfindungsgemäße graphische Navigationshilfe für ein chirurgisches Instrument beispielhaft für den in den Fig. 7 bis 9 dargestellten operativen Eingriff erläutert.

Zur Unterstützung der Navigation des in **Fig. 7** dargestellten Bohrers **14** derart, daß er entlang der in **Fig. 9** dargestellten räumlichen Gerade **82** in den Kopf **70** des Femurknochens **12** eintritt, wird auf dem in **Fig. 1** dargestellten Bildschirm **24** eine graphische Navigationshilfe dargestellt. Diese Navigationshilfe umfaßt ein Fadenkreuz **86**, welches die Spitze des in **Fig. 7** dargestellten Bohrers **14** markiert. Der Punkt **88** bezeichnet eine Projektion der Spitze des Bohrers **14** auf eine Horizontalebene **90**. Der Punkt **72** auf dem Bildschirm **24** bezeichnet den gewünschten Eintrittspunkt des Bohrers **14** in den Femurknochen **12**. Eine tunnelartige Struktur **92** dient als Anhaltspunkt für die relative Lage der räumlichen Gerade **82** relativ zur Wirkachse des Bohrers **14**. Diese Wirkachse erstreckt sich in rechtem Winkel von der Position des Fadenkreuzes **86** aus der Zeichenebene heraus. Auf der Horizontalebene **90** ist weiterhin eine Projektion **94** der geometrischen Geraden **82** erkennbar.

[0061] Auf dem Bildschirm **24** rechts oben ist eine Richtungsanzeige **96** dargestellt. Diese Richtungsanzeige **96** gibt an, in welche Richtung der Bohrer **14** zu bewegen ist, um den Bohrer **14** entlang der durch den Tunnel **92** versinnbildlichten geometrischen Geraden **82** auszurichten. In dem in der **Fig. 10** dargestellten Fall muß der Bohrer **14** etwas nach unten und relativ weit nach links bewegt werden. Dies ergibt sich aus einem kleinen, nach unten weisenden Pfeil im Anzeigefeld **98** und einem großen, nach links weisenden Pfeil im Anzeigefeld **100**.

[0062] In **Fig. 11** ist der Fall dargestellt, daß der Bohrer **14** ausgehend von der in **Fig. 10** dargestellten Position etwas nach unten und geringfügig nach links bewegt wurde. Wie durch den Punkt im Anzeigefeld **98** angedeutet, befindet sich die durch das Fadenkreuz **86** versinnbildlichte Spitze des Bohrers **14** nun in der gleichen Horizontalebene wie die räumliche Gerade **82**, welche der Tunnelstruktur **92** entspricht. Wie jedoch durch den kleinen, nach links weisenden Pfeil im Anzeigefeld **100** verdeutlicht wird, muß der Bohrer **14** noch geringfügig nach links bewegt werden, um die Wirkachse des Bohrers **14** entlang der durch den Tunnel **92** versinnbildlichten geometrischen Geraden **82** auszurichten.

[0063] Wird der Bohrer **14** nun noch geringfügig nach links bewegt, so ergibt sich der in **Fig. 12** dargestellte Bildschirminhalt. In der Richtungsanzeige **96** sind nunmehr zwei Punkte dargestellt. Diese Darstellung zeigt an, daß die Wirkachse des Bohrers **14** entlang der durch die Tunnelstruktur **92** angegebenen Vorzugsrichtung ausgerichtet ist.

[0064] In dieser Position kann der Chirurg nunmehr den Bildschirm **24** in einen anderen Darstellungsmodus schalten, um beispielsweise entsprechend dem Bildschirmausdruck gemäß **Fig. 6** eine dreidimensionale Visualisierung einer operativ zu behandelnden Struktur zu wählen.

Patentansprüche

1. Verfahren zum dreidimensionalen Visualisieren von Strukturen **(12)** im Körperinneren, enthaltend die Schritte:

- Bereitstellen von mindestens zwei zweidimensionalen Aufnahmen **(50, 50')**, welche jeweils die zu visualisierende Struktur **(12)** enthalten, sowie von Informationen, welche einen Rückschluß auf die jeweilige räumliche Lage eines Aufnahmesystems **(26)** relativ zur zu visualisierenden Struktur **(12)** gestatten;
- Generieren einer Kegelfläche **(40, 40')** im Raum für jede Aufnahme **(50, 50')**, wobei die räumlichen Lagen von Kegelspitze **(46, 46')** und Kegelleitkurve **(44, 44')** aus der jeweiligen räumlichen Lage des Aufnahmesystems **(26)** und die

Form der Kegelleitkurve **(44, 44')** aus der Form der zu visualisierenden Struktur **(12)** auf der Aufnahme **(50, 50')** ermittelt werden; und

- Bilden eines räumlichen Schnittes **(52)** der einzelnen Kegelflächen **(40, 40')**.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die zweidimensionalen Aufnahmen **(50, 50')** durch Röntgenverfahren generiert werden.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die zweidimensionalen Aufnahmen **(50, 50')** intraoperativ erstellt und ausgewertet werden.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Kegelleitkurve als Umriß **(44, 44')** der zu visualisierenden Struktur **(12)** aus den zweidimensionalen Aufnahmen **(50, 50')** extrahiert wird.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Kegelleitkurve als Gerade **(76, 76')** aus den zweidimensionalen Aufnahmen **(50, 50')** extrahiert wird.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Kegelleitkurve als Punkt **(72, 74)** aus den zweidimensionalen Aufnahmen **(50, 50')** extrahiert wird.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß der räumliche Schnitt **(52)** anhand mindestens eines weiteren Datensatzes der zu visualisierenden Struktur **(12)** überarbeitet wird.

8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß als weiterer Datensatz eine die zu visualisierende Struktur **(12)** enthaltende dreidimensionale Aufnahme verwendet wird.

9. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß als weiterer Datensatz ein generisches Modell der zu visualisierenden Struktur **(12)** verwendet wird.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß durch inverse Berechnungen geeignete Aufnahmepositionen für weitere zweidimensionale Aufnahmen ermittelt werden.

11. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß die inversen Berechnungen intraoperativ durchgeführt werden.

12. Verfahren nach Anspruch 10 oder 11, dadurch gekennzeichnet, daß auf der Grundlage der ermittelten Aufnahmepositionen weitere Aufnahmen erstellt und diese Aufnahmen zur Verbesserung der dreidimensionalen Visualisierung herangezogen werden.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß der räumliche Schnitt **(52)** graphisch dargestellt wird.

14. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß der räumliche Schnitt **(52)** in Gestalt einer vereinfachten räumlichen Struktur **(80)** dargestellt wird.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß die räumliche Lage eines chirurgischen Instruments **(14)** graphisch dargestellt wird.

16. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß eine Wirkachse **(60, 60', 60'')** eines chirurgischen Instruments **(14)** graphisch dargestellt wird.

17. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß die einzelnen zweidimensionalen Aufnahmen **(50, 50', 50'', 50''')** unter Berücksichtigung der jeweiligen räumlichen Lage des Aufnahmesystems **(26)** graphisch dargestellt werden.

18. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 17, da-

durch gekennzeichnet, daß die zu visualisierende Struktur eine Vorzugsrichtung (76, 76') darstellt, deren räumlicher Schnitt (82) als Navigationshilfe (92) für ein chirurgisches Instrument (14) graphisch dargestellt wird.

5

19. Verfahren nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, daß die Navigationshilfe als Tunnelstruktur (92) graphisch dargestellt wird.

20. Verfahren nach Anspruch 18 oder 19, dadurch gekennzeichnet, daß außer der Navigationshilfe (92) eine separate Richtungsanzeige (96) für die Navigation des chirurgischen Instruments (14) graphisch dargestellt wird.

10

Hierzu 8 Seite(n) Zeichnungen

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

- Leerseite -

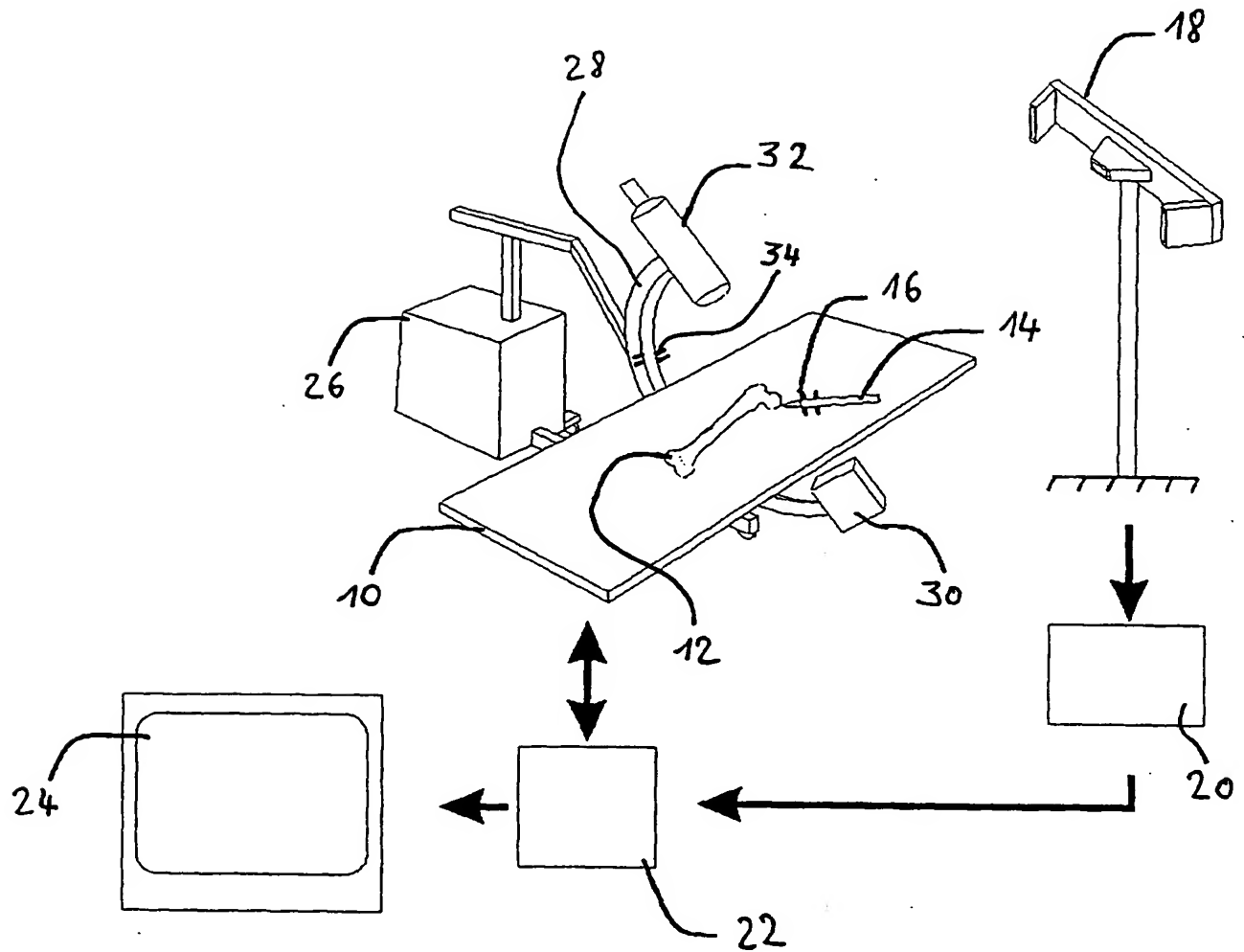
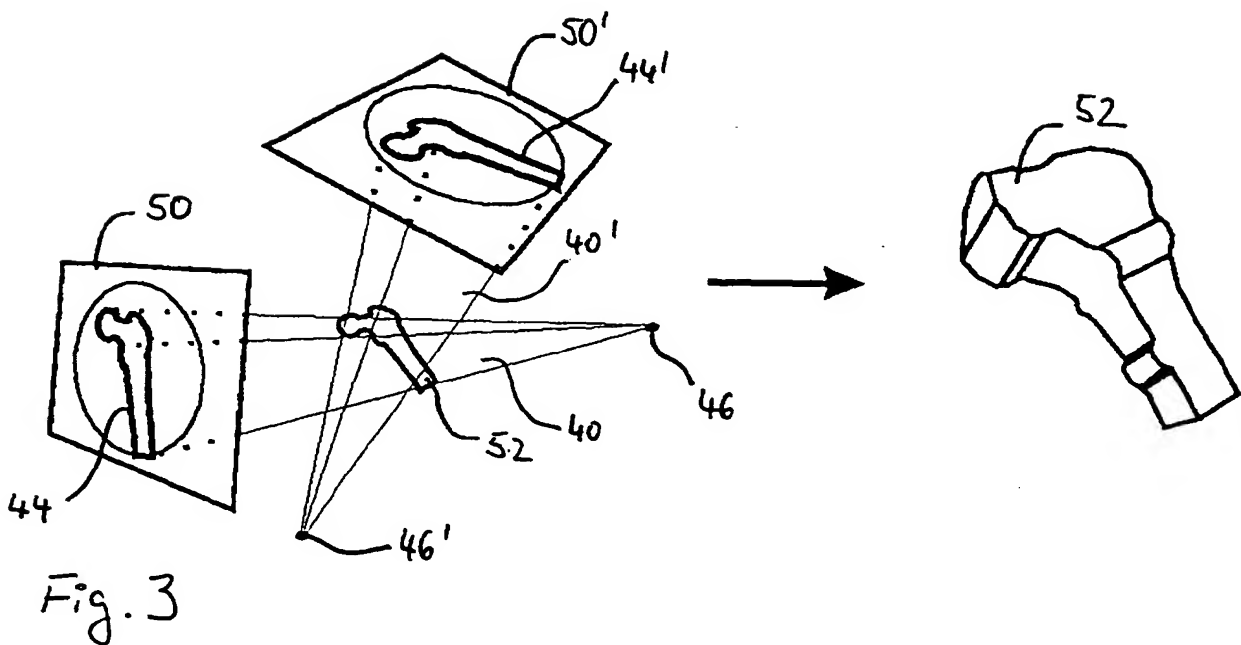
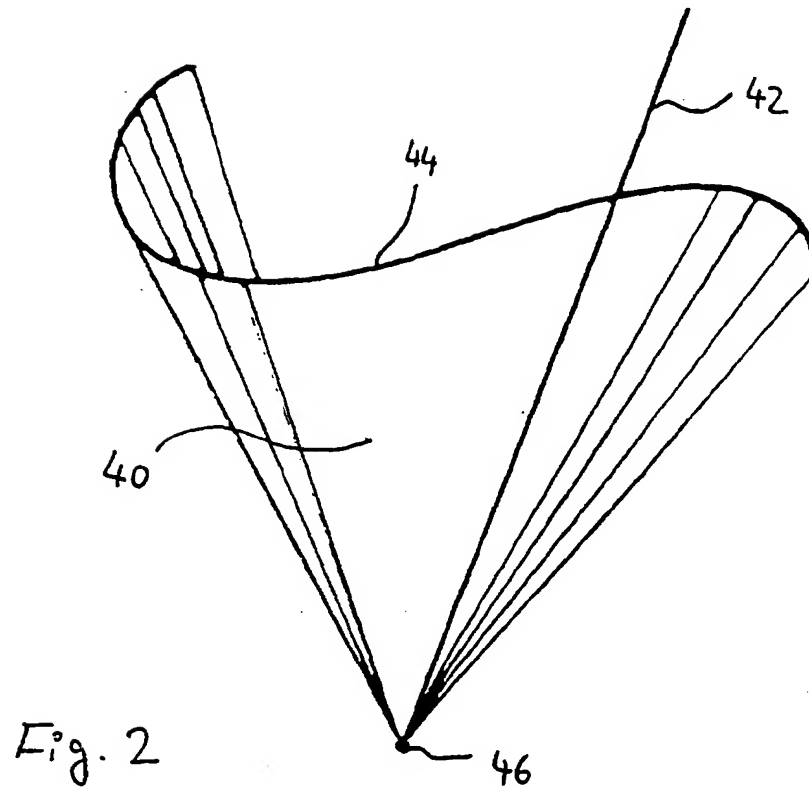


Fig. 1

BEST AVAILABLE COPY



BEST AVAILABLE COPY

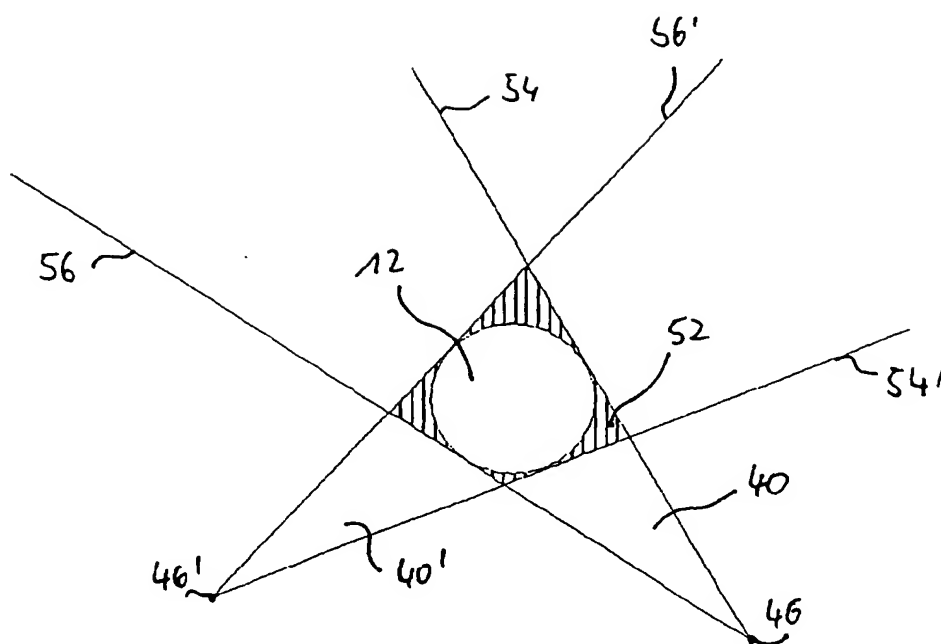


Fig. 4

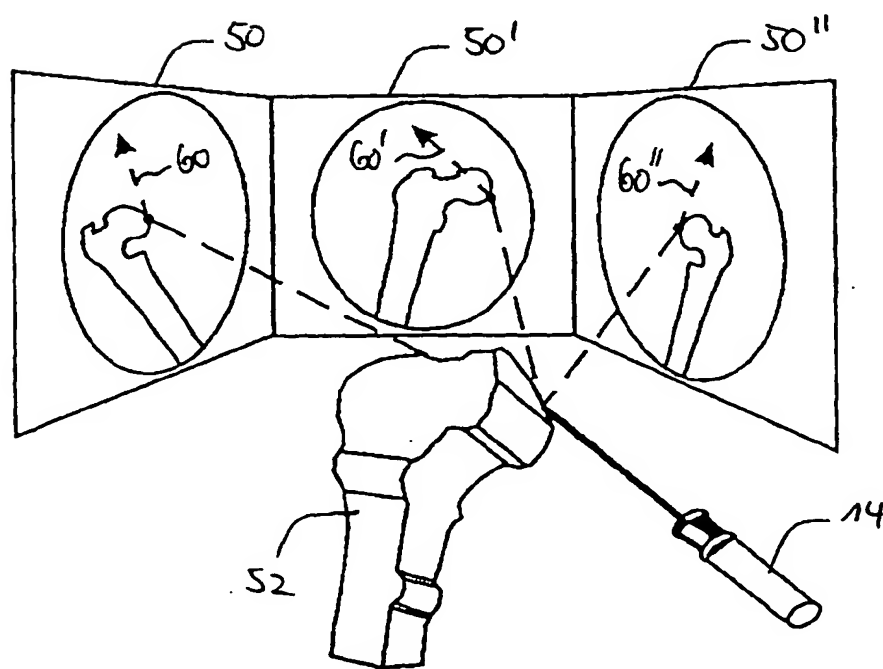


Fig. 5

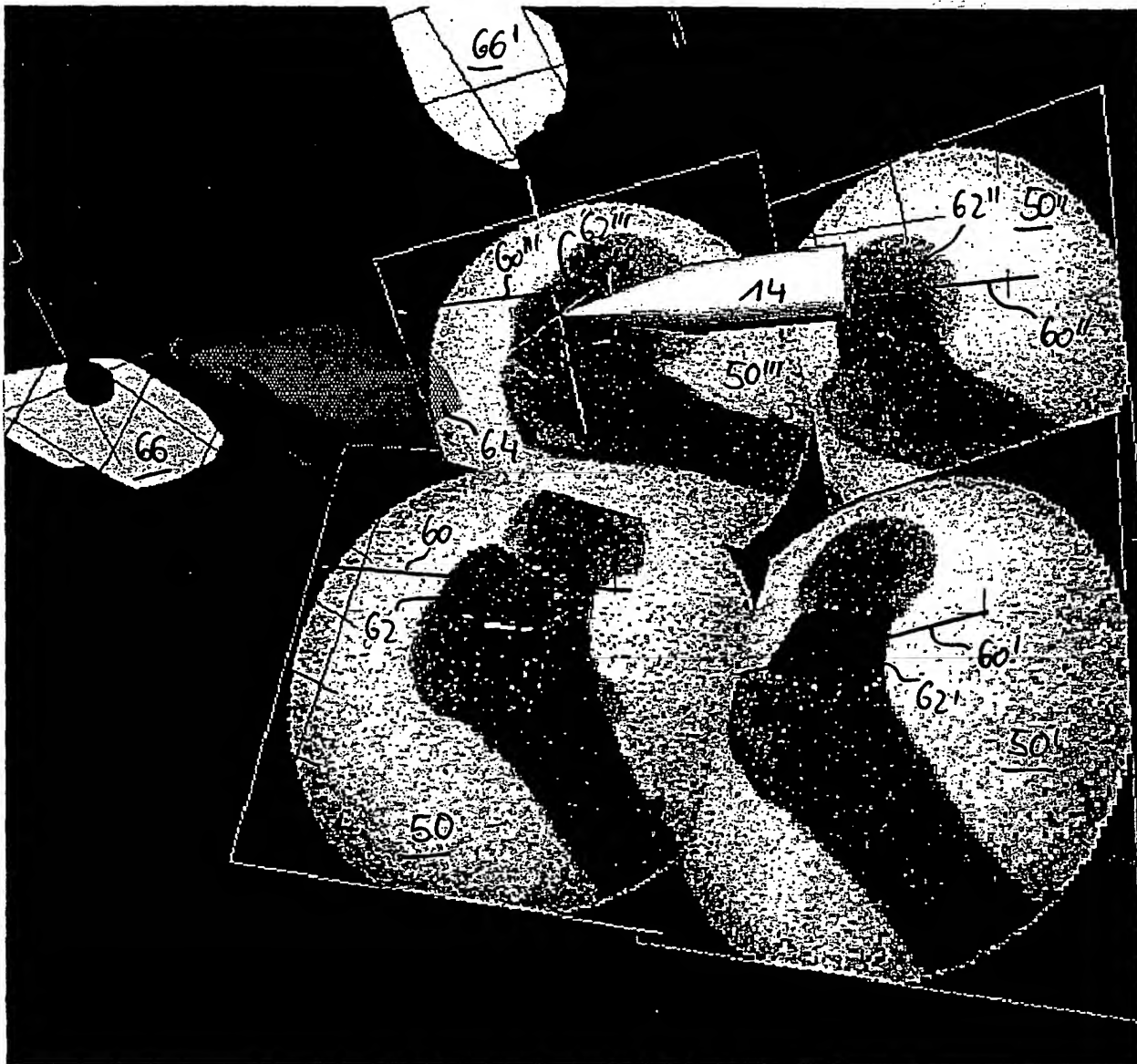


Fig. 6

BEST AVAILABLE COPY

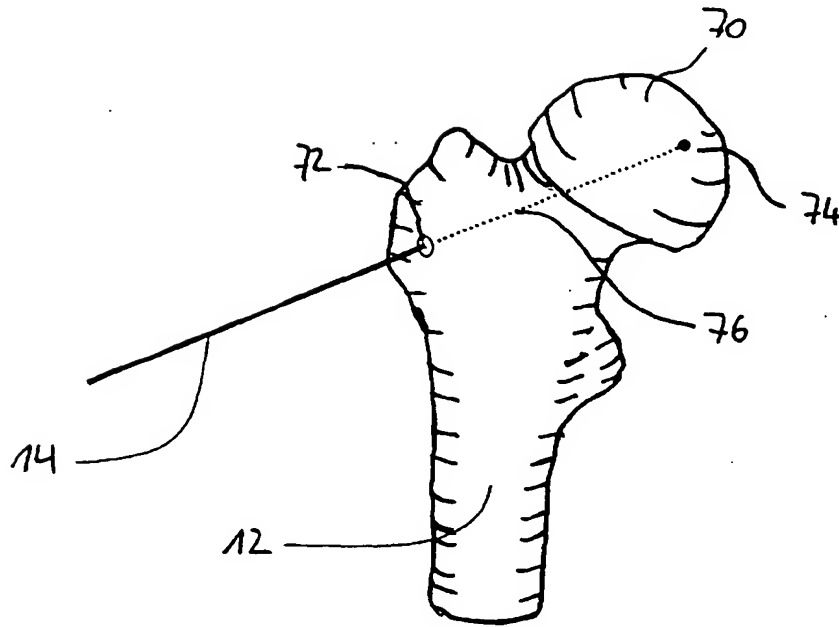


Fig. 7

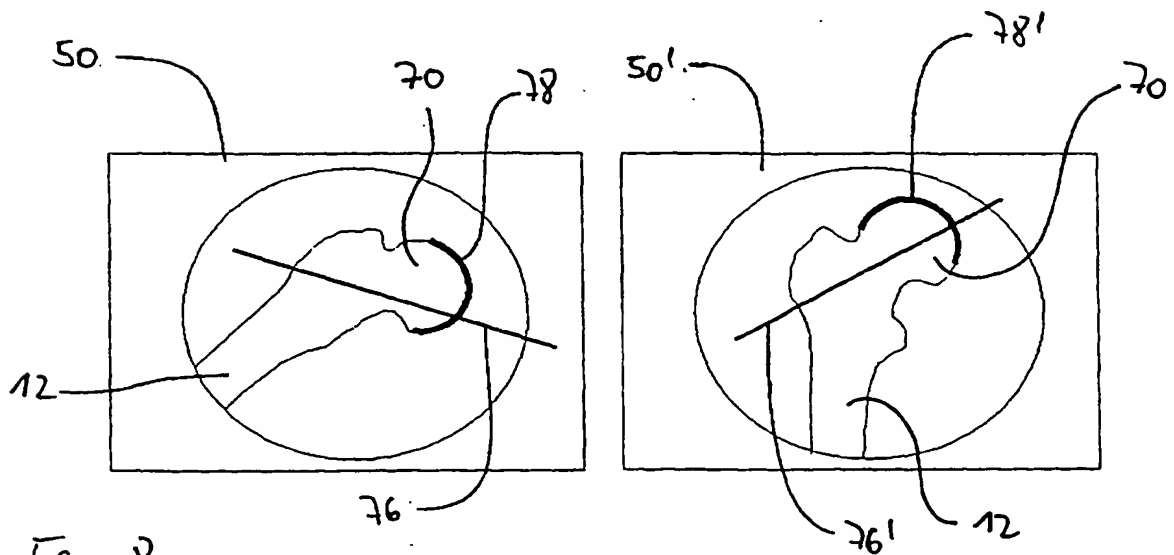


Fig. 8

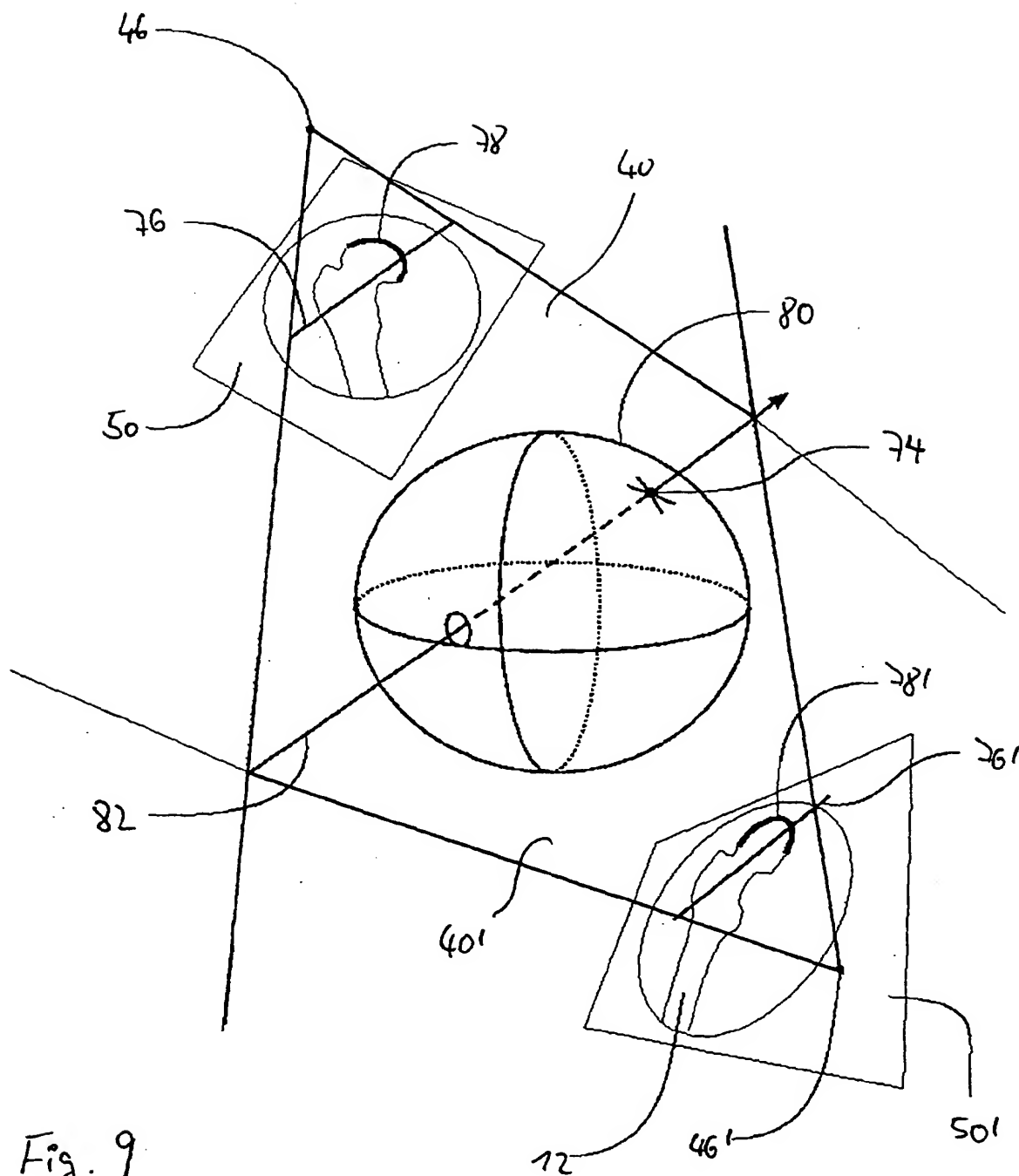


Fig. 9

